

日 本 国 特 許 庁
PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されて
いる事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed
with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application:

2000年 2月18日

出 願 番 号
Application Number:

特願2000-041777

出 願 人
Applicant(s):

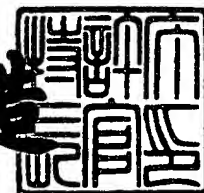
富士写真フイルム株式会社



2000年10月 6日

特許庁長官
Commissioner,
Patent Office

及川耕造



CERTIFIED COPY OF

出証番号 出証特2000-3081289

【書類名】 特許願

【整理番号】 P24735J

【あて先】 特許庁長官 近藤 隆彦 殿

【国際特許分類】 A61B 5/14

【発明者】

【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士写真フイルム株式会社内

【氏名】 袴田 和男

【発明者】

【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士写真フイルム株式会社内

【氏名】 林 克巳

【特許出願人】

【識別番号】 000005201

【氏名又は名称】 富士写真フイルム株式会社

【代理人】

【識別番号】 100073184

【弁理士】

【氏名又は名称】 柳田 征史

【選任した代理人】

【識別番号】 100090468

【弁理士】

【氏名又は名称】 佐久間 剛

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 008969

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9814441

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 内視鏡画像取得方法および装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、

前記反射光を検出して得た画像にローパスフィルタ処理を施して前記反射画像を取得することを特徴とする内視鏡画像取得方法。

【請求項 2】 光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、

前記反射光を検出して得た画像に微分フィルタ処理を施して該画像の中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、該正反射画像領域内の画像値を該正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換えて前記反射画像を取得することを特徴とする内視鏡画像取得方法。

【請求項 3】 光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、

前記光の照射を 2 つの互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで行い、前記 2 つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記 2 つの光の反射光をそれぞれ画像として検出し、この検出した 2 つの画像の差を求めることにより各画像中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、各画像の前記正反射画像領域内の画像値をそれぞれその正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換え、該置き換えられた 2 つの画像を加算することによって前記反射画像を取得することを特徴とする内視鏡画像取得方法。

【請求項 4】 光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、

前記光の照射を 2 つの互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで行い、前記 2 つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記 2 つの光の反射光をそれぞれ画像として検出し、この検出した 2 つの画像にそれぞれローパスフィルタ処理を施し、該ローパスフィルタ処理が施された 2 つの画像を加算することにより前記反射画像を取得することを特徴とする内視鏡画像取得方法。

【請求項 5】 生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、

前記画像取得手段が、前記反射光を検出して得た画像にローパスフィルタ処理を施すことによって反射画像を取得するものであることを特徴とする内視鏡画像取得装置。

【請求項 6】 前記ローパスフィルタ処理が 1 次元のローパスフィルタ処理を行うものであることを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項 7】 前記ローパスフィルタ処理が 2 次元のローパスフィルタ処理を行うものであることを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項 8】 生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、

前記画像取得手段が、前記反射光を検出して得た画像に微分フィルタ処理を施して該画像中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、該正反射画像領域内の画像値を該正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換えて前記反射画像を取得するものであることを特徴とする内視鏡画像取得装置。

【請求項 9】 前記微分フィルタ処理が 1 次元の微分フィルタ処理を行うものであることを特徴とする請求項 8 記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項 10】 前記微分フィルタ処理が 2 次元の微分フィルタ処理を行うものであることを特徴とする請求項 8 記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項 11】 生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、

前記照射手段が、前記生体組織に対して互いに異なる位置からそれぞれ異なる

タイミングで2つの光を照射するものであり、

前記検出手段が、前記2つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記2つの光の反射光をそれぞれの画像として検出するものであり、

前記画像取得手段が、前記検出された2つの画像の差を求めることにより、各画像中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、各画像の前記正反射画像領域内の画像値をそれぞれその周辺の正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換え、該置き換えられた2つの画像を加算することによって前記反射画像を取得するものであることを特徴とする内視鏡画像取得装置。

【請求項12】 生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、

前記照射手段が、前記生体組織に対して互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで2つの光を照射するものであり、

前記検出手段が、前記2つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記2つの光の反射光をそれぞれの画像として検出するものであり、

前記画像取得手段が、前記検出された2つの画像にそれぞれローパスフィルタ処理を施し、該ローパスフィルタ処理が施された2つの画像を加算することによって前記反射画像を取得するものであることを特徴とする内視鏡画像取得装置。

【請求項13】 前記生体組織に、励起光を照射する励起光照射手段と該励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光を画像として検出する蛍光画像検出手段とをさらに備え、

前記画像取得手段が、前記蛍光画像と前記反射画像との比率に基づき蛍光収率画像を取得するものであることを特徴とする請求項5から12いずれか1項記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項14】 前記反射画像が、前記励起光の反射光によって形成されたものであることを特徴とする請求項13記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項15】 前記反射画像が、前記照射手段によって照射された近赤外

光の反射光によって形成されたものであることを特徴とする請求項 1 3 記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項 1 6】 前記反射画像が、前記照射手段によって照射された赤色の波長領域の反射光によって形成されたものであることを特徴とする請求項 1 3 記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項 1 7】 前記反射画像が、前記照射手段によって照射された前記光の反射光に基づいて生成された輝度信号によって形成されたものであることを特徴とする請求項 1 3 記載の内視鏡画像取得装置。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の属する技術分野】

本発明は、光を照射することにより生体組織によって反射された反射光に基づき前記生体組織の画像を取得する内視鏡画像取得方法および装置に関するものである。

【 0 0 0 2 】

【従来技術】

従来より、体腔内の生体組織を観察する内視鏡が広く用いられており、照明光が照射された体腔内の生体組織を CCD 等の撮像素子によって画像として撮像し、この画像を TV モニタ上で観察する電子式の内視鏡が広く実用化されている。また、体腔内の生体組織に励起光を照射し、この励起光の照射により生体組織から発生した蛍光の強度と生体組織が受光した前記励起光の強度との比率に基づき蛍光収率を表す画像を得、可視画像として表示することにより生体の組織性状を観察する内視鏡装置も提案されている。

【 0 0 0 3 】

なお、蛍光収率は、同一強度の励起光が生体の正常組織および癌組織によって受光された場合に正常組織から発生する蛍光の強度が癌組織から発生する蛍光の強度より高いことに基づき癌組織と正常組織とを識別する指標であり、生体組織から発生した蛍光の強度とこの生体組織が受光した励起光の強度との比率によって表されるが、生体組織が受光した励起光の強度は直接測定することができない

ので、生体組織で反射された励起光の強度によって生体組織が受光した励起光の強度を代替することにより求められるものである。

【0004】

上記のように体腔内の生体組織を観察する場合には、生体組織に照射された光が生体組織を覆っている粘膜等を透過し、この粘膜下の生体組織によって反射された拡散反射光を撮像素子上に結像し撮像することにより、生体組織を表す画像を得ているが、生体組織に照射された光が生体組織を覆っている粘膜や血液によって正反射（鏡面反射）されることにより直接撮像素子の受光面上に入射することがあり、この撮像素子の受光面に入射した正反射光は高い輝度の輝点として生体組織を表す画像中に表示されて観察の妨げとなるので、このような正反射光による輝点を除去する研究が行われている。具体的には、偏光フィルタを介して光の照射および撮像を行うことにより、正反射による輝点の光量を減衰させる方式（特公平3-74367号）、生体組織の粘膜上に液体を充填して粘膜の境界面における反射率を低減して輝点の光量を減衰させる方式（特公平4-65684号）あるいは撮像素子の入射光路に偏光素子を挿入しS偏光とP偏光を受けた画像を取得し、その画像から演算処理により輝点を除去した反射像を取得する方式（特開平5-340728）等が提案されている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、偏光フィルタを介して光の照射および撮像を行うことにより正反射による輝点の光強度を減衰させる方式は、光学系に偏向フィルターを付加し、この偏光フィルタを通して励起光を生体組織に照射するので、励起光の強度が弱まり、検出される光の光量不足や色再現性が悪くなるという問題が生じ、また、生体組織の粘膜上に液体を充填して粘膜の境界面における反射率を低減して輝点の光量を減衰させる方式は、膀胱等の液体が充填されている生体器官においては実現の可能性があるものの気管支や胃などでは現実的には実現困難であり、また、撮像素子の入射光路に偏光素子を挿入しS偏光とP偏光を受けた画像を取得し、その画像間の演算処理により輝点を除去する方式は、内視鏡先端に偏光方向を制御可能な素子を実装することが難しく実現困難である。

【 0 0 0 6 】

本発明は、上記の事情に鑑みてなされたものであり、生体組織に照射された光の反射光を検出することにより得られた画像に含まれる正反射光による輝点によって他の領域の生体組織の観察が妨げられるという悪影響を軽減した画像を取得することができる内視鏡画像取得方法および装置を提供することを目的とするものである。

【 0 0 0 7 】

【課題を解決するための手段】

本発明の第1の内視鏡画像取得方法は、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、前記反射光を検出して得た画像にローパスフィルタ処理を施して前記反射画像を取得することを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

本発明の第2の内視鏡画像取得方法は、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、前記反射光を検出して得た画像に微分フィルタ処理を施して該画像の中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、該正反射画像領域内の画像値を該正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換えて前記反射画像を取得することを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

本発明の第3の内視鏡画像取得方法は、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、前記光の照射を2つの互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで行い、前記2つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記2つの光の反射光をそれぞれ画像として検出し、この検出した2つの画像の差を求めることにより各画像中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、各画像の前記正反射画像領域内の画像値をそれぞれその正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換え、該置き換えられた2つの画像を加算することによって前記反射画像を取得することを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

本発明の第 4 の内視鏡画像取得方法は、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、前記光の照射を 2 つの互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで行い、前記 2 つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記 2 つの光の反射光をそれぞれ画像として検出し、この検出した 2 つの画像にそれぞれローパスフィルタ処理を施し、該ローパスフィルタ処理が施された 2 つの画像を加算することにより前記反射画像を取得することを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

本発明の第 1 の内視鏡画像取得装置は、生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、前記画像取得手段が、前記反射光を検出して得た画像にローパスフィルタ処理を施すことによって反射画像を取得するものであることを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

前記ローパスフィルタ処理は 1 次元のローパスフィルタ処理を行うものとしてすることができる。

【 0 0 1 3 】

前記ローパスフィルタ処理は、2 次元のローパスフィルタ処理を行うものとしてすることができる。

【 0 0 1 4 】

本発明の第 2 の内視鏡画像取得装置は、生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、前記画像取得手段が、前記反射光を検出して得た画像に微分フィルタ処理を施して該画像中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、該正反射画像領域内の画像値を該正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換えて前記反射画像を取得するものである。

ることを特徴とする内視鏡画像取得装置。

【 0 0 1 5 】

前記微分フィルタ処理は 1 次元の微分フィルタ処理を行うものとして行うことができる。

【 0 0 1 6 】

前記微分フィルタ処理は 2 次元の微分フィルタ処理を行うものとして行うことができる。

【 0 0 1 7 】

本発明の第 3 の内視鏡画像取得装置は、生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、前記照射手段が、前記生体組織に対して互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで 2 つの光を照射するものであり、前記検出手段が、前記 2 つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記 2 つの光の反射光をそれぞれの画像として検出するものであり、前記画像取得手段が、前記検出された 2 つの画像の差を求めることにより、各画像中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、各画像の前記正反射画像領域内の画像値をそれぞれその周辺の正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換え、該置き換えられた 2 つの画像を加算することによって前記反射画像を取得するものであることを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

本発明の第 4 の内視鏡画像取得装置は、生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、前記照射手段が、前記生体組織に対して互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで 2 つの光を照射するものであり、前記検出手段が、前記 2 つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記 2 つの光の反射光をそれぞれの画像として検出するものであり、前記画像取得手段が、前記検出された 2 つの画像にそれぞれローパスフィルタ処理を施し

、該ローパスフィルタ処理が施された2つの画像を加算することによって前記反射画像を取得するものであることを特徴とする。

【0019】

前記生体組織に、励起光を照射する励起光照射手段と該励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光を画像として検出する蛍光画像検出手段とをさらに備え、前記画像取得手段は、前記蛍光画像と前記反射画像との比率に基づき蛍光収率画像を取得するものとすることができる。

【0020】

前記反射画像は、前記励起光の反射光によって形成されたものとすることができる。

【0021】

前記反射画像は、前記照射手段によって照射された近赤外光の反射光によって形成されたものとすることができる。

【0022】

前記反射画像は、前記照射手段によって照射された赤色の波長領域の反射光によって形成されたものとすることができる。

【0023】

前記反射画像は、前記照射手段によって照射された前記光の反射光に基づいて生成された輝度信号によって形成されたものとすることができる。

【0024】

なお、前記「輝度信号」とは映像信号においてRGBの3原色を表す信号を組み合わせることによって得られる映像の輝度を表す信号を意味する。

【0025】

【発明の効果】

本発明の第1の内視鏡画像取得方法および装置によれば、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得するにあたり、前記反射光を検出して得た画像に1次元または2次元等のローパスフィルタ処理を施すようにしたので、この検出された反射光に含まれる急激な輝度変化を持つ正反射画像領域の画像値の変化度合いが緩和され、その結果、正反射光を表

す輝点によって他の領域の生体組織の観察が妨げられるという悪影響が軽減された反射画像を取得することができる。

【 0 0 2 6 】

本発明の第2の内視鏡画像取得方法および装置によれば、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得するにあたり、前記反射光を検出して得た画像に1次元または2次元の微分フィルタ処理を施して該画像の中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、該正反射画像領域内の画像値を該正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換えるようにしたので、この検出された反射光に含まれる極端に高い輝度を持つ正反射光を表す領域、すなわち正反射画像領域を正確に特定することができると共に、この正反射光の高い輝度を表す領域の画像値が、生体組織の観察に適した周辺の画像値と同等の値となる。その結果、正反射光を表す輝点によって他の領域の生体組織の観察が妨げられるという悪影響が軽減された反射画像を取得することができる。

【 0 0 2 7 】

本発明の第3の内視鏡画像取得方法および装置によれば、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得するにあたり、前記光の照射を2つの互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで行い、前記2つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記2つの光の反射光をそれぞれ画像として検出し、この検出した2つの画像の差を求めることにより各画像中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、各画像の前記正反射画像領域内の画像値をそれぞれその正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換え、該置き換えられた2つの画像を加算するようにしたので、光の照射位置によって異なる領域に現われる正反射光を表す領域、すなわち正反射画像領域を正確に特定することができると共に、この正反射光の高い輝度を表す領域の画像値が、生体組織の観察に適した周辺の画像値と同等の値となる。その結果、正反射光を表す輝点によって、他の領域の生体組織の観察が妨げられるという悪影響が軽減された反射画像を取得することができる。

【 0 0 2 8 】

本発明の第 4 の内視鏡画像取得方法および装置によれば、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得するにあたって、前記光の照射を 2 つの互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで行い、前記 2 つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記 2 つの光の反射光をそれぞれ画像として検出し、この検出した 2 つの画像にそれぞれローパスフィルタ処理を施し、該ローパスフィルタ処理が施された 2 つの画像を加算するようにしたので、光の照射位置によって異なる領域に現われる正反射光を表す領域、すなわち正反射画像領域を正確に特定することができると共に、この検出された反射光に含まれる急激な輝度変化を持つ正反射画像領域の画像値の変化度合いが緩和される。その結果、正反射光を表す輝点によって他の領域の生体組織の観察が妨げられるという悪影響が軽減された反射画像を取得することができる。

【 0 0 2 9 】

なお、前記生体組織に、励起光を照射する励起光照射手段と該励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光を画像として検出する蛍光画像検出手段とをさらに備え、前記画像取得手段を、前記蛍光画像と前記反射画像との比率に基づき蛍光収率画像を取得するものとすれば、正確な蛍光収率を表す蛍光収率画像を取得することができる。

【 0 0 3 0 】

また、前記反射画像を、前記励起光の反射光によって形成されたものとすれば、正確な蛍光収率を表す蛍光収率画像を取得することができる。

【 0 0 3 1 】

また、前記反射画像を、前記照射手段によって照射された赤色の波長領域の反射光または近赤外光の反射光によって形成されたものとすれば、正確な蛍光収率を表す蛍光収率画像を取得することができる。

【 0 0 3 2 】

また、前記反射画像が、前記照射手段によって照射された前記光の反射光に基づいて生成された輝度信号によって形成されたものとすれば、正確な蛍光収率を表す蛍光収率画像を取得することができる。

【 0 0 3 3 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の具体的な実施の形態について図面を用いて説明する。図 1 は、本発明の内視鏡画像取得方法を実施する内視鏡画像取得装置を蛍光内視鏡装置に適用した概略構成を示す図である。

【 0 0 3 4 】

本発明の第 1 の実施の形態による蛍光内視鏡装置 8 0 0 は、白色光 L_w および波長 4 1 0 n m の励起光 L_e を射出する光源ユニット 1 0 0、光源ユニット 1 0 0 から射出された励起光 L_e を、A 側光ファイバ 2 1 a および B 側光ファイバ 2 1 b を通して生体組織 1 に照射し、この励起光 L_e の照射により生体組織 1 によって反射された励起光による生体組織 1 の像を短波長撮像素子 2 5 によって撮像し電氣的な画像信号に変換して出力する内視鏡ユニット 2 0 0、内視鏡ユニット 2 0 0 から出力された画像信号を入力し雑音抑制、欠陥補正および映像信号処理等のプロセス処理を施しさらにデジタル値からなる 2 次元画像データに変換して出力する中継ユニット 3 0 0、中継ユニット 3 0 0 から出力された 2 次元画像データを入力し、この 2 次元画像データに含まれる後述する正反射画像領域のデータを修正し反射画像を得、さらに蛍光収率を表す蛍光収率画像を求める演算ユニット 4 0 0 および演算ユニット 4 0 0 によって取得された蛍光収率画像を表示する表示器 5 0 0 から構成されている。

【 0 0 3 5 】

光源ユニット 1 0 0 には、A 側光ファイバ 2 1 a の端面 A 1 および B 側光ファイバ 2 1 b の端面 B 1 が接続されており、白色光光源 1 0 から射出された白色光 L_w は、励起光 L_e の波長領域を反射し白色光 L_w の波長領域を透過するダイクロイックミラー 1 1 に入射する。

【 0 0 3 6 】

なお、白色光光源 1 0 とダイクロイックミラー 1 1 との間にはモータ 1 6 の回転軸に回転可能に取り付けられた図 2 に示すようなカラー 3 原色 R G B の 3 つのフィルタおよび遮光フィルタを備えた円盤状の回転フィルタ 1 7 が配置され、この回転フィルタが回転することにより白色光光源 1 0 から射出された白色光 L_w

はRGBの面順次照明を行う赤色光L_r、緑色光L_gおよび青色光L_bからなる面順次光L_mに時分割される。

【0037】

この面順次光L_mは、ダイクロイックミラー11を透過し、モータ13の回転軸に回転可能に取り付けられた図3に示すような光を透過する透過板14aと光を反射する反射板14bとが交互に配設され一体化された回転反射透過板14によって2つの光路に分岐され、透過板14aを透過した面順次光L_mは集光レンズ12aによって集光され端面A1に入射し、反射板14bによって反射された面順次光L_mは、さらに反射ミラー15によって反射され集光レンズ12bによって集光され端面B1に入射する。

【0038】

また、励起光光源18から射出された励起光L_eは、反射ミラー19によって反射され、さらにダイクロイックミラー11によって反射されて回転反射透過板14に入射し上記と同様に2つの光路に分岐されて端面A1および端面B1にそれぞれ異なるタイミングで入射する。

【0039】

内視鏡ユニット200は、屈曲自在な先端部201と、光源ユニット100および中継ユニット300が接続された操作部202とから構成され、A側光ファイバ21aおよびB側光ファイバ21bが操作部202から先端部201に亘って施設されている。

【0040】

A側光ファイバ21aとA側照射レンズ22aとはAチャンネルを構成し、A側光ファイバ21aの端面A1に入射した面順次光L_mおよび励起光L_eは、A側光ファイバ21a内を伝搬してその端面A2から射出されA側照射レンズ22aを通して生体組織1に照射される。一方、B側光ファイバ21bとB側照射レンズ22bとはBチャンネルを構成し、B側光ファイバ21bの端面B1に入射した面順次光L_mおよび励起光L_eは、B側光ファイバ21b内を伝搬してその端面B2から射出されB側照射レンズ22bを通して生体組織1に照射される。

【0041】

励起光 L_e の照射により生体組織 1 によって反射された励起光による生体組織 1 の像（以後励起光像 Z_e と呼ぶ）は、先端部 2 0 1 に配設された対物レンズ 2 3 を通して 4 1 0 n m の波長の光を透過し 4 1 0 n m を越える波長の光を反射するダイクロイックキューブビームスプリッタ 2 4 に入射し、さらにその内部を透過して短波長撮像素子 2 5 上に結像され撮像されて電氣的な画像信号に変換されケーブル 2 7 によって中継ユニット 3 0 0 に伝送される。

【 0 0 4 2 】

励起光 L_e の照射により生体組織 1 から発生した蛍光による生体組織 1 の像（以後蛍光像 Z_k と呼ぶ）および R G B の面順次光 L_m の照射により生体組織 1 によって反射された生体組織 1 の像（以後面順次光像 Z_m と呼ぶ）は、それぞれ異なるタイミングで対物レンズ 2 3 に入射し、ダイクロイックキューブビームスプリッタ 2 4 によってその光路は略直角に向きを変えられて長波長撮像素子 2 6 上に結像され撮像されて電氣的な画像信号に変換されケーブル 2 8 によって中継ユニット 3 0 0 に伝送される。

【 0 0 4 3 】

なお、上記面順次光像 Z_m は、R G B の面順次光である赤色光 L_r 、緑色光 L_g および青色光 L_b の照射により生体組織 1 によって反射された生体組織 1 のそれぞれの像である赤色光像 Z_r 、緑色光像 Z_g および青色光像 Z_b の 3 つの像をまとめて指すものである。

【 0 0 4 4 】

中継ユニット 3 0 0 には、内視鏡ユニット 2 0 0 からケーブル 2 7、2 8 によって伝送された画像信号を入力し雑音抑制、欠陥補正および映像信号処理等のプロセス処理を行うプロセス回路部 3 1 およびプロセス処理が施された画像信号を A / D 変換し 2 次元画像データとして出力する A / D 変換器 3 2 が配設されている。

【 0 0 4 5 】

演算ユニット 4 0 0 は、中継ユニット 3 0 0 によって 2 次元画像データに変換された蛍光像 Z_k の加算処理を行う蛍光画像処理部 4 4 0、2 次元画像データに変換された励起光像 Z_e に含まれる正反射光による輝点を除去する画像処理を行

う励起光画像処理部 4 5 0、および 2 次元画像データに変換された面順次光像 Z_m に含まれる正反射光による輝点を除去する画像処理を行う面順次光画像処理部 4 6 0 から構成されている。

【 0 0 4 6 】

蛍光画像処理部 4 4 0 によって処理された 2 次元画像データと励起光画像処理部 4 5 0 によって処理された 2 次元画像データとは蛍光収率演算器 7 0 に入力され、蛍光収率を求める演算が施されてその結果は蛍光収率画像データとして蛍光収率画像メモリ 8 0 に記憶される。蛍光収率画像メモリ 8 0 に記憶された蛍光収率画像データと、面順次光画像処理部 4 6 0 から出力された反射画像を表す反射面順次光画像データとは、共に表示信号処理回路 9 0 に入力され、それぞれの 2 次元画像データは表示信号に変換され表示器 5 0 0 に伝送されて表示される。

【 0 0 4 7 】

次に、上記の実施の形態における作用について説明する。まず始めに A チャンネルおよび B チャンネルから照射される光のタイミングについて説明する。白色光光源 1 0 は常に点灯されており、白色光光源 1 0 から射出された光は回転フィルタ 1 7 を透過することにより図 4 に示すように面順次光として赤色光 L_r 、緑色光 L_g 、青色光 L_b に順次分離されダイクロイックミラー 1 1 を透過する。そして、さらに回転フィルタ 1 7 が回転すると遮光フィルタによって光が遮光され回転フィルタ 1 7 の回転による 1 サイクルが終了する。一方、遮光フィルタにより白色光 L_w が遮光されている間に励起光光源 1 8 が点灯し励起光 L_e が射出されダイクロイックミラー 1 1 によって反射され、励起光 L_e は、赤色光 L_r 、緑色光 L_g および青色光 L_b と共通の光路に互いに異なるタイミングで伝搬される。

【 0 0 4 8 】

つづいて、共通の光路を異なるタイミングで伝搬する赤色光 L_r 、緑色光 L_g 、青色光 L_b および励起光 L_e は、回転フィルタ 1 7 に同期して回転している回転反射透過板 1 4 によってさらに 2 つの光路に分離されて図 4 に示すようなタイミングでそれぞれ A チャンネルの端面 A 1 および B チャンネルの端面 B 1 に入射する。従って、A チャンネルと B チャンネルとから交互に同じ波長領域の光が生

体組織 1 に向けて照射される 1 対の動作が繰り返され、さらにその照射される光の波長領域が順次変更される。

【 0 0 4 9 】

次に、A チャンネルおよび B チャンネルを通して各波長領域の光が照射され、生体組織 1 が撮像されて 2 次元画像データに変換され、さらに画像処理が施される場合について説明する。

【 0 0 5 0 】

励起光 L_e を A チャンネルから照射することにより生体組織 1 から発生した蛍光による A 側蛍光像 Z_{ka} は、対物レンズ 2 3 およびダイクロイックキューブビームスプリッタ 2 4 を介して長波長撮像素子 2 6 によって撮像され中継ユニット 3 0 0 を介して蛍光画像処理部 4 4 0 の A 側蛍光画像メモリ 4 1 a に A 側蛍光画像データ D_{ka} として記憶される。一方、励起光 L_e を B チャンネルから照射し上記と同様のプロセスによって得られた B 側蛍光画像データ D_{kb} は蛍光画像処理部 4 4 0 の B 側蛍光画像メモリ 4 1 b に記憶される。

【 0 0 5 1 】

励起光 L_e を A チャンネルから照射することにより形成された生体組織 1 の A 側励起光像 Z_{ea} は、対物レンズ 2 3 およびダイクロイックキューブビームスプリッタ 2 4 を介して短波長撮像素子 2 5 によって撮像され中継ユニット 3 0 0 を介して励起光画像処理部 4 5 0 の A 側励起光画像メモリ 5 1 a に A 側励起光画像データ D_{ea} として記憶される。一方、励起光 L_e を B チャンネルから照射することにより上記と同様に得られた B 側励起光画像データ D_{eb} は励起光画像処理部 4 5 0 の B 側励起光画像メモリ 5 1 b に記憶される。

【 0 0 5 2 】

R G B の面順次光 L_m を A チャンネルから照射することにより形成された生体組織 1 の A 側面順次光像 Z_{ma} は、対物レンズ 2 3 およびダイクロイックキューブビームスプリッタ 2 4 を介して長波長撮像素子 2 6 によって撮像され中継ユニット 3 0 0 を介して面順次光画像処理部 4 6 0 の A 側面順次光メモリ 6 1 a に A 側面順次光画像データ D_{ma} (A 側赤色光画像データ D_{ra} 、A 側緑色光画像データ D_{ga} および A 側青色光画像データ D_{ba}) として記憶される。一方 R G B

の面順次光 L_m を B チャンネルから照射することにより生じた生体組織 1 の B 側面順次光像 Z_{mb} は、上記 A チャンネルと同様のプロセスを経て B 側面順次光メモリ 6 1 b に記憶される。

【 0 0 5 3 】

蛍光画像処理部 4 4 0 においては、A 側蛍光画像メモリ 4 1 a に記憶された A 側蛍光画像データ D_{ka} および B 側蛍光画像メモリ 4 1 b に記憶された B 側蛍光画像データ D_{kb} は加算器 4 2 に入力され、それぞれの画像データの値は対応する各画素位置毎に加算されその結果は蛍光画像データ D_k として蛍光画像メモリ 4 3 に記憶される。

【 0 0 5 4 】

励起光画像処理部 4 5 0 においては、A 側励起光画像メモリ 5 1 a に記憶された A 側励起光画像データ D_{ea} は、ローパスフィルタ 5 2 によってローパスフィルタ処理が施され、微分フィルタ 5 3 によって微分フィルタ処理が施されてさらに置換処理器 5 4 によって置換処理が施され加算器 5 5 に入力される。一方、B 側励起光画像メモリ 5 1 b に記憶された B 側励起光画像データ D_{eb} も上記と同様の処理が施され加算器 5 5 に入力される。加算器に入力された上記 A チャンネルおよび B チャンネルから得られた 2 次元画像データの値は対応する各画素位置毎に加算され反射励起光画像データ D_e として励起光画像メモリ 5 6 に記憶される。

【 0 0 5 5 】

面順次光画像処理部 4 6 0 においても、上記励起光画像処理部 4 5 0 と同様に A 側面順次光画像メモリ 6 1 a に記憶された A 側面順次光画像データ D_{ma} は、ローパスフィルタ 6 2 によってローパスフィルタ処理が施され、微分フィルタ 6 3 によって微分フィルタ処理が施されてさらに置換処理器 6 4 によって置換処理が施され加算器 6 5 に入力される。一方、B 側面順次光画像メモリ 6 1 b に記憶された B 側面順次光画像データ D_{mb} も上記と同様の処理が施され加算器 6 5 に入力される。加算器に入力された上記 A チャンネルおよび B チャンネルの 2 次元画像データの値は対応する各画素位置毎に加算され反射面順次光画像データ D_m として面順次光画像メモリ 6 6 に記憶される。

【0056】

蛍光画像メモリ43に記憶された蛍光画像データD_kと励起光画像メモリ56に記憶された反射励起光画像データD_eとは蛍光収率演算器70に入力され、蛍光収率を表す蛍光収率画像データD_{ks}が求められる。すなわち、

$$D_{ks} = D_k / D_e$$

の演算が各画素位置毎に施され、蛍光収率画像データD_{ks}が算出されてその結果は蛍光収率画像メモリ80に記憶される。

【0057】

次に、面順次光画像メモリ66に記憶された反射面順次光画像データD_mおよび蛍光収率画像メモリ80に記憶された蛍光収率画像データD_{ks}は表示信号処理回路90に入力され、表示信号処理回路90によってこれらの2次元画像データは表示信号に変換され反射面順次光画像および蛍光収率画像として表示器500に同時に表示される。

【0058】

ここで、励起光画像処理部450で施される処理の詳細について説明する。A側励起光画像メモリ51aに記憶されたA側励起光画像データD_{ea}が担持する画像は、図5に示すようにAチャンネルから照射された照射光が生体組織1によって正反射された光を短波長撮像素子25が受光したために生じた大きな輝点P_{a1}および小さな輝点P_{a2}と、Aチャンネルから照射された照射光が生体組織1によって散乱反射された光を短波長撮像素子25が受光することにより得られた生体組織1の形状を表す領域とから構成されている。

【0059】

これらの輝点を含む2次元画像データにローパスフィルタ52によってローパスフィルタ処理を施すと、具体的には図6に示すようにこの2次元画像データに5×5の移動平均オペレータによるローパスフィルタ処理を施すと、小さな輝点P_{a2}の領域は散乱反射によって得られた周辺の領域と同等の値となり除去されるが、低周波からなる大きな輝点P_{a1}は除去することができない。そこで、次に微分フィルタ53によって大きな輝点P_{a1}の境界領域の急峻な立ち上がりを検出し、その領域を特定する。すなわち、図7に示す3×3の微分オペレータに

よる微分処理を大きな輝点 P a 1 を含む 2 次元画像データに施し、予め設定された閾値を越える領域を正反射画像領域として特定する。そしてこの特定された正反射画像領域の位置データおよびローパスフィルタ処理が施された 2 次元画像データは置換処理器 5 4 に入力され、図 8 に示すようにこの特定された輝点 P a 1 を表す正反射画像領域の周辺の領域 Q a 1 の画像値の平均値を、この正反射画像領域の画像値と置き換える置換処理が施される。

【 0 0 6 0 】

一方、B 側励起光画像メモリ 5 1 b に記憶された B 側励起光画像データ D e b も上記 A 側励起光画像データ D e a とほぼ同様の画像を担持しており上記 A チャンネルと同様に正反射光による輝点を除去するためのローパスフィルタ処理、微分処理および置換処理が施される。

【 0 0 6 1 】

なお、生体組織 1 を撮像する光学系の光路は、A チャンネルから光が照射された場合も B チャンネルから光が照射された場合も共に共通なので、図 9 (a) 、 (b) に示すように散乱反射光によって得られる両者の画像は一致し、A チャンネルから光が照射された場合の正反射光による輝点 v 1 、 v 2 、 v 3 と B チャンネルから光が照射された場合の正反射光による輝点 w 1 、 w 2 、 w 3 との位置だけがそれぞれの画像によって異なるので、上記置換処理が施された A チャンネルおよび B チャンネルの 2 つの 2 次元画像データは加算器 5 6 に入力され加算され平均化されて、正反射光による輝点の影響はさらに軽減される。そして、この輝点の影響が軽減された 2 次元画像データは反射励起光画像データ D r として励起光画像メモリ 5 6 に入力され記憶される。

【 0 0 6 2 】

なお上記画像処理の過程は面順次光画像処理部 4 6 0 においても同様であり、面順次光画像処理部 4 6 0 に入力された A 側面順次光画像データ D m a および B 側面順次光画像データ D m b に対しても輝点を除去するローパスフィルタ処理、微分処理、置換処理および加算処理が施され、これらの処理が施された 2 次元画像データは反射面順次光画像データ D m として面順次光画像メモリ 6 6 に入力され記憶される。

【 0 0 6 3 】

このような正反射画像領域の処理により、最終的に表示される反射面順次光画像（反射画像）および蛍光収率画像による生体組織の観察が正反射光による輝点の影響によって妨げられるという悪影響が軽減され、より正確に生体の組織性状を観察することができる。

【 0 0 6 4 】

本発明の第 2 の実施の形態は、図 1 0 に示すように演算ユニット 6 0 0 に、蛍光画像処理部 6 1 0、励起光画像処理部 6 2 0、面順次光画像処理部 6 3 0、蛍光収率演算器 6 4 0、蛍光収率メモリ 6 5 0 および表示信号処理回路 6 6 0 が配置され、その他の構成および作用は第 1 の実施の形態と同じものである。

【 0 0 6 5 】

第 1 の実施の形態と同様に、A チャンネルと B チャンネルとから励起光 L_e の照射を受けた生体組織 1 から発生した蛍光によって形成された生体組織 1 の蛍光像、A チャンネルと B チャンネルとから励起光 L_e の照射を受けた生体組織 1 によって反射された反射励起光によって形成された生体組織 1 の励起光像、および A チャンネルと B チャンネルとから面順次光 L_m の照射を受けた生体組織 1 によって反射された反射面順次光によって形成された生体組織 1 の面順次光像は、それぞれ撮像され画像信号に変換され A/D 変換されて 2 次元画像データとして演算ユニット 6 0 0 に出力される。

【 0 0 6 6 】

演算ユニット 6 0 0 に入力された A 側蛍光画像データ D_{ka} および B 側蛍光画像データ D_{kb} は、蛍光画像処理部 6 1 0 の A 側蛍光画像メモリ 6 1 1 a および B 側蛍光画像メモリ 6 1 1 b に記憶され、演算ユニット 6 0 0 に入力された A 側励起光画像データ D_{ea} および B 側励起光画像データ D_{eb} は励起光画像処理部 6 2 0 の A 側励起光画像メモリ 6 2 1 a および B 側励起光画像メモリ 6 2 1 b に記憶され、演算ユニット 6 0 0 に入力された A 側面順次光画像データ D_{ma} および B 側面順次光画像データ D_{mb} は面順次光画像処理部 6 3 0 の A 側面順次光画像メモリ 6 3 1 a および B 側面順次光画像メモリ 6 3 1 b に記憶される。

【 0 0 6 7 】

蛍光画像処理部 6 1 0 において、A 側蛍光画像メモリ 6 1 1 a に記憶された A 側蛍光画像データ D k a および B 側蛍光画像メモリ 6 1 1 b に記憶された B 側蛍光画像データ D k b は加算器 6 1 2 に入力され、それぞれの画像データの値は対応する各画素位置毎に加算され蛍光画像データ D k として蛍光画像メモリ 6 1 3 に記憶される。

【 0 0 6 8 】

励起光画像処理部 6 2 0 において、A 側励起光画像メモリ 6 2 1 a に記憶された A 側励起光画像データ D e a および B 側励起光画像メモリ 6 2 1 b に記憶された B 側励起光画像データ D e b は減算器 6 2 2 に入力され A 側励起光画像データ D e a から B 側励起光画像データ D e b が減算され、この減算の結果得られた 2 次元画像データの画像値が減算器 6 2 2 に予め入力され記憶されている正の閾値 G a より大きくなった領域および負の閾値 G b より小さくなった領域は、それぞれ正反射画像領域データ D s z および D f z として正反射画像領域メモリ 6 2 3 a および 6 2 3 b に出力され記憶される。

【 0 0 6 9 】

すなわち、図 1 1 (a)、(b) に示すように、A 側励起光画像データ D e a の中に含まれる正反射光による輝点に対応する領域 U a の画像値 (図 1 1 (a) 参照)、および B 側励起光画像データ D e b のの中に含まれる正反射光による輝点に対応する領域 U b の画像値 (図 1 1 (b) 参照) は拡散反射光のみに基づき形成された他の領域の画像値に比べて極端に大きな値を持ち、A 側励起光画像データ D e a の値から B 側励起光画像データ D e b の値を減じると図 1 2 に示すように、領域 U a の画像値は極端に大きな正の値となり、領域 U b の画像値は極端に小さな負の値となって、その他の拡散反射光のみに基づき形成された領域は A チャンネルからの励起光 L e の照射および B チャンネルからの励起光 L e の照射によって得られる画像値にほとんど差が無いので 0 に近い値となる。従って、A チャンネルから照射された励起光による輝点の領域および B チャンネルから照射された励起光による輝点の領域は、閾値 G a と閾値 G b との間に挟まれる範囲外の値となり、正反射画像領域として特定され、A チャンネルから照射された励起光による輝点の領域 U a は正反射画像領域データ D s z として正反射画像領域メ

メモリ 6 2 3 a に記憶され、B チャンネルから照射された励起光による輝点の領域 U b は正反射画像領域データ D f z として正反射画像領域メモリ 6 2 3 b に記憶される。

【 0 0 7 0 】

つづいて、正反射画像領域メモリ 6 2 3 a に記憶された正反射画像領域データ D s z と A 側励起光画像メモリ 6 2 1 a にすでに記憶されている A 側励起光画像データ D e a とは置換処理器 6 2 4 a に入力され、正反射画像領域として特定された領域は周辺の領域の画像値の平均値によって置換され加算器 6 2 5 に出力される。一方、正反射画像領域メモリ 6 2 3 b に記憶された正反射画像領域データ D f z と B 側励起光画像メモリ 6 2 1 b にすでに記憶されている B 側励起光画像データ D e b とは置換処理器 6 2 4 b に入力され、上記と同様に正反射画像領域として特定された領域は周辺の領域の画像値の平均値によって置換され加算器 6 2 5 に出力される。加算器 6 2 5 に入力された上記 2 つの 2 次元画像データは加算されることにより平均化され、さらに輝点の影響が軽減された 2 次元画像データとなり、反射励起光画像データ D e として励起光画像メモリ 6 2 6 に出力され記憶される。

【 0 0 7 1 】

励起光画像メモリ 6 2 6 に記憶された反射励起光画像データ D e と蛍光画像メモリ 6 1 3 に記憶された蛍光画像データ D k とは蛍光収率演算器 6 4 0 に入力され演算されて蛍光収率画像データ D k s が求められ、すなわち、

$$D k s = D k / D e$$

の演算が施され蛍光収率画像メモリ 6 5 0 に記憶される。

【 0 0 7 2 】

面順次光画像処理部 6 3 0 においても励起光画像処理部 6 2 0 と同様に、面順次光による輝点を除く処理が施された 2 次元画像データが求められ、そのデータは反射面順次光画像データ D m として面順次光画像メモリ 6 3 6 に記憶される。

【 0 0 7 3 】

面順次光画像メモリ 6 3 6 に記憶された反射面順次光画像データ D m および蛍光収率画像メモリ 6 5 0 に記憶された蛍光収率画像データ D k s は表示信号処理

回路 6 6 0 に入力され表示信号に変換されて、反射画像および蛍光収率画像として表示器 6 7 0 によって同時に表示される。

【 0 0 7 4 】

なお、前記置換処理は、正反射画像領域を周辺の領域の画像値の平均値によって置換する処理に限らず、この領域を周辺の領域の画像値で外挿したり内挿したりすることによって補間する処理等に変更することもできる。

【 0 0 7 5 】

また、ローパスフィルタおよび微分フィルタによる処理は 1 次元のフィルタ処理であってもよい。

【 0 0 7 6 】

また、ローパスフィルタのオペレータは、移動平均のオペレータに限らずガウス平均のオペレータ等であってもよい。

【 0 0 7 7 】

また、蛍光収率は、蛍光像 Z_k に基づく 2 次元画像データと励起光像 Z_e に基づく 2 次元画像データとに基づいて求める方式に限らず、励起光像 Z_e の代わりに、RGB の面順次光像 Z_m の赤色光像 Z_r を用いて蛍光収率を得たり、RGB の面順次光像 Z_m の加減算によって求まる映像信号の輝度信号に相当する 2 次元画像データを用いて蛍光収率を得たり、近赤外光の照射によって生じた近赤外光像に基づいて蛍光収率を得たりすることができる。なお、近赤外光像を得るには、白色光を RGB の 3 原色に分離する回転フィルタに近赤外の波長領域の光のみを透過させるフィルタを付加した図 1 3 に示すような回転フィルタを用い、白色光を赤色光、緑色光、青色光および近赤外光に分離することにより近赤外光を得、この近赤外光を生体組織 1 に照射することにより近赤外光像に基づく 2 次元画像データを得ることができる。

【 0 0 7 8 】

また、上記短波長撮像素子 2 5 および長波長撮像素子 2 6 は、高い量子効率を持ち、かつ可視光の短波長領域にも高い感度を有する裏面入射型 CCD を用いることが好ましく、その場合には、1 つの撮像素子によって蛍光像 Z_k 、面順次光像 Z_m および励起光像 Z_e とを撮像することができる。この場合、蛍光像 Z_k の

光強度は非常に微弱であるので裏面入射型ＣＣＤの受光感度およびダイナミックレンジ等の特性に合わせて生体組織１を照射する励起光 L_e および面順次光 L_m の強度、各フィルタの透過率および撮像するときの露光時間等が適切に調整される必要がある。

【図面の簡単な説明】

【図１】

本発明の第１の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図２】

回転反射透過板の詳細を示す図

【図３】

回転フィルタの構造を示す図

【図４】

照射光のタイミングチャート図

【図５】

蛍光内視鏡装置によって撮像される生体組織を示す図

【図６】

移動平均フィルタを示す図

【図７】

微分フィルタを示す図

【図８】

輝点とその周辺の領域を示す図

【図９】

AおよびBチャンネルから照射された光によって撮像された生体組織の図

【図１０】

本発明の第２実施の形態による演算ユニットの概略構成を示す図

【図１１】

２次元画像データの各画素の値を示す図

【図１２】

減算された２次元画像データの各画素の値を示す図

【図 1 3】

近赤外光を透過させるフィルタを付加した回転フィルタの構造を示す図

【符号の説明】

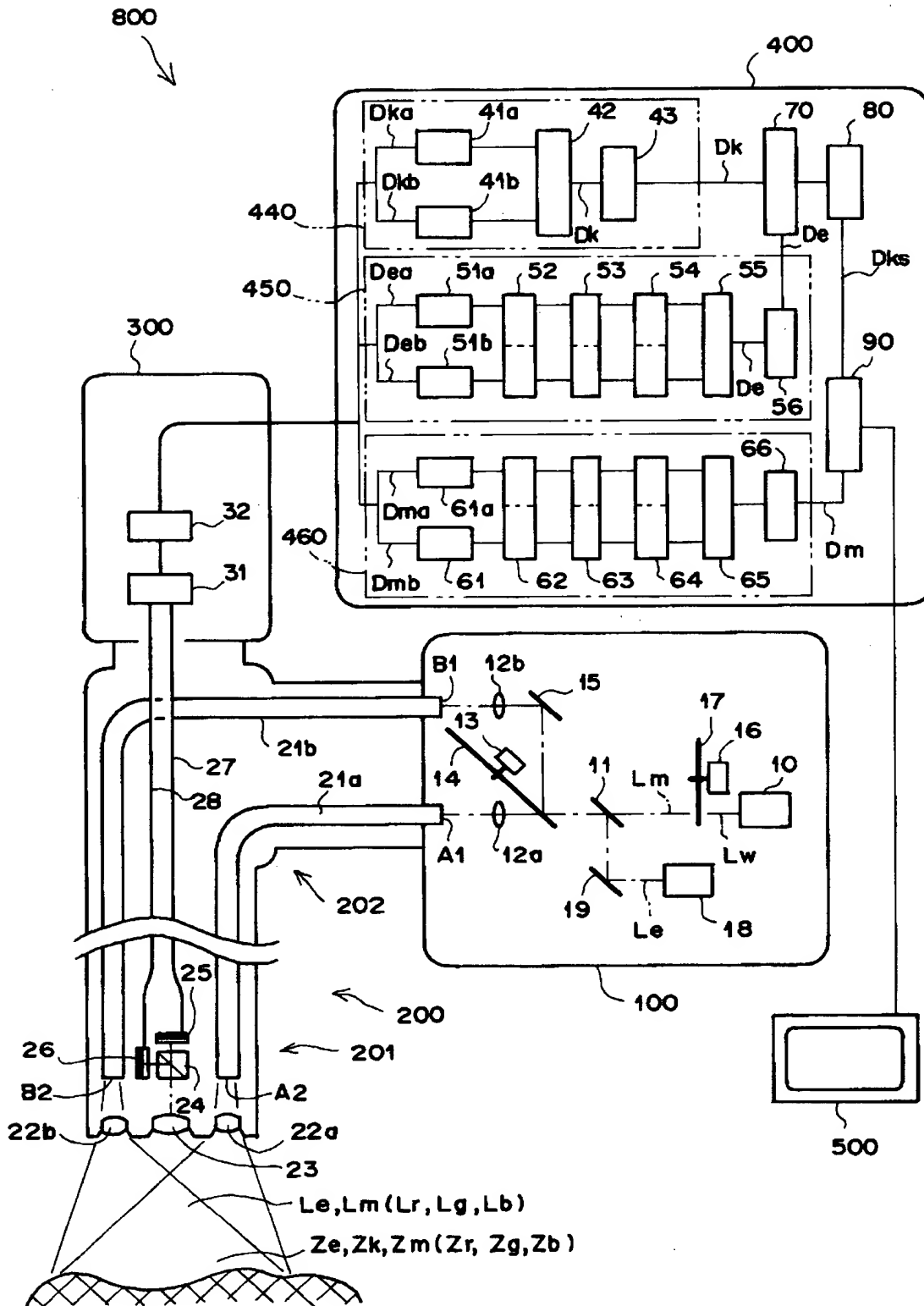
- 1 生体組織
- 1 0 白色光光源
- 1 1 ダイクロイックミラー
- 1 2 a 集光レンズ
- 1 2 b 集光レンズ
- 1 3 モータ
- 1 4 回転反射透過板
- 1 4 a 透過板
- 1 4 b 反射板
- 1 5 反射ミラー
- 1 6 モータ
- 1 7 回転フィルタ
- 1 8 励起光光源
- 1 9 反射ミラー
- 2 1 a A側光ファイバ
- 2 1 b B側光ファイバ
- 2 2 a A側照射レンズ
- 2 2 b B側照射レンズ
- 2 3 対物レンズ
- 2 4 ダイクロイックキューブビームスプリッタ
- 2 5 短波長撮像素子
- 2 6 長波長撮像素子
- 2 7 ケーブル
- 2 8 ケーブル
- 3 1 プロセス回路部
- 3 2 A/D変換器

7 0	蛍光収率演算器
9 0	表示信号処理回路
1 0 0	光源ユニット
2 0 0	内視鏡ユニット
2 0 1	屈曲自在な先端部
2 0 2	操作部
3 0 0	中継ユニット
4 0 0	演算ユニット
4 4 0	蛍光画像処理部
4 5 0	励起光画像処理部
4 6 0	面順次光画像処理部
5 0 0	表示器
8 0 0	蛍光内視鏡装置
A 1	端面
B 1	端面
L e	励起光
L w	白色光
L r	赤色光
L g	緑色光
L b	青色光
L m	面順次光
Z e	励起光像
Z k	蛍光像
Z m	面順次光像

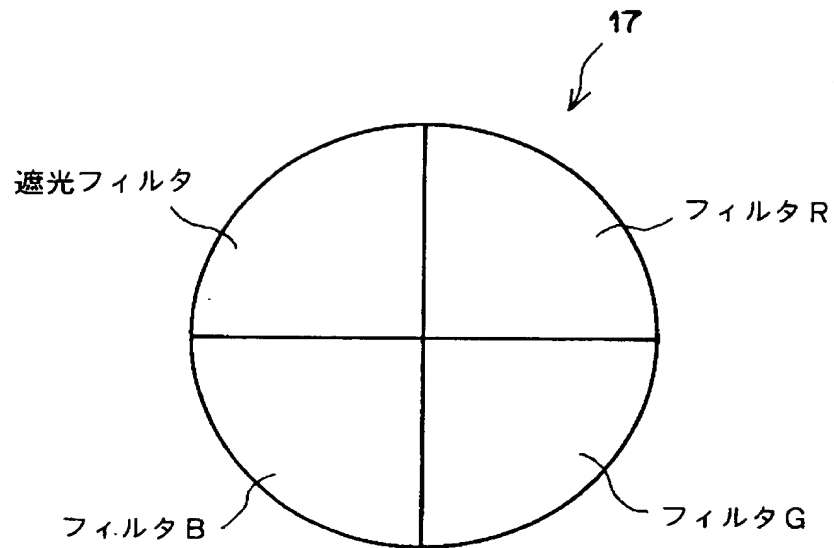
【書類名】

図面

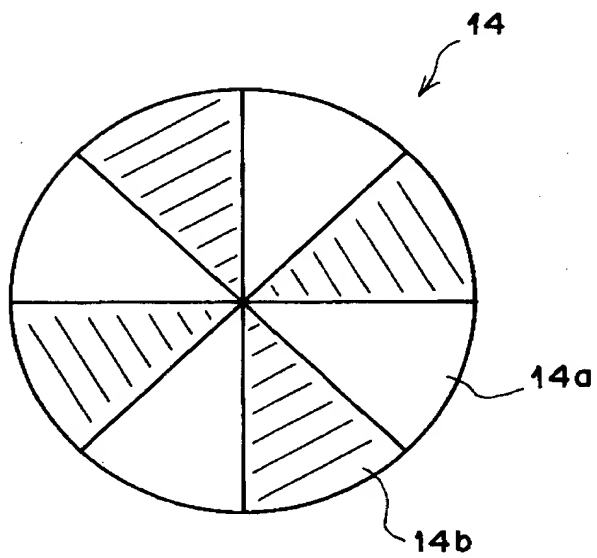
【図 1】



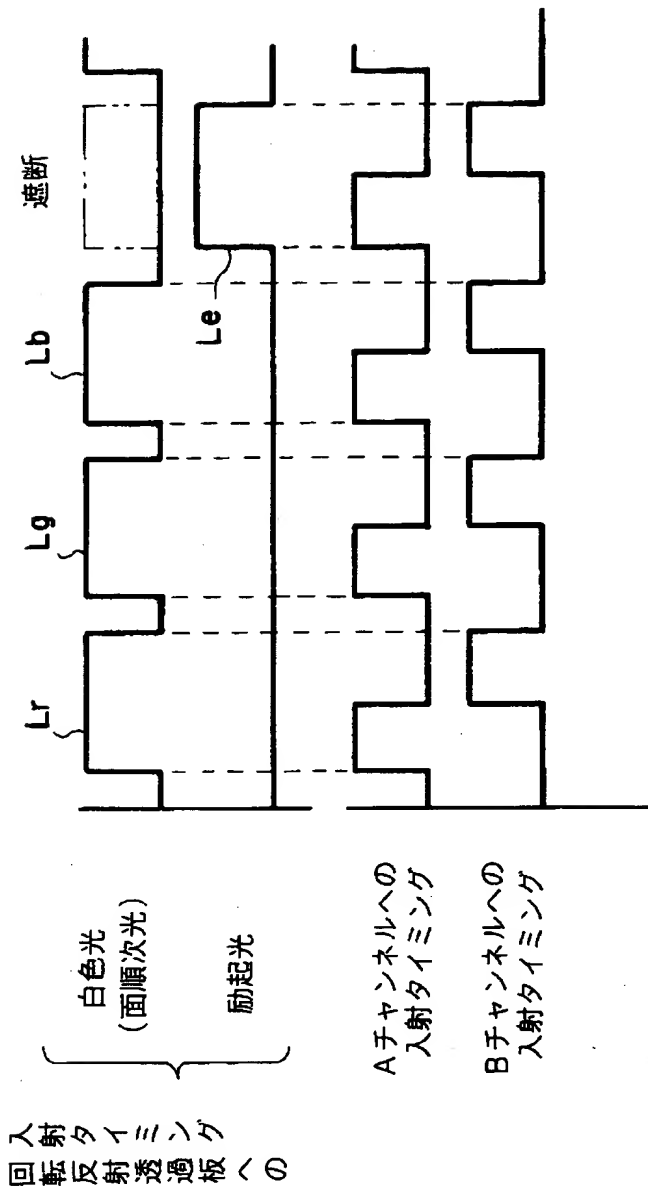
【図 2】



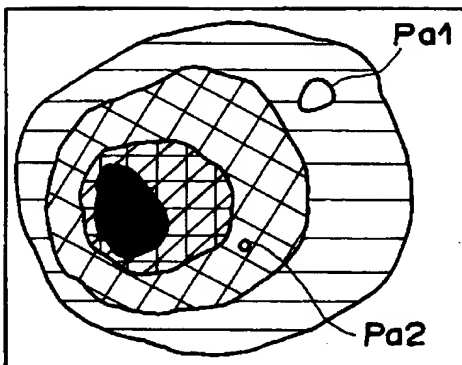
【図 3】



【図4】



【図 5】



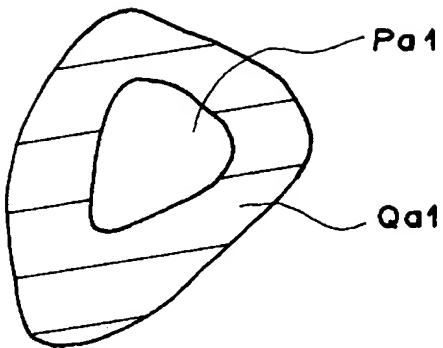
【図 6】

1	1	1	1	1
1	1	1	1	1
1	1	1	1	1
1	1	1	1	1
1	1	1	1	1

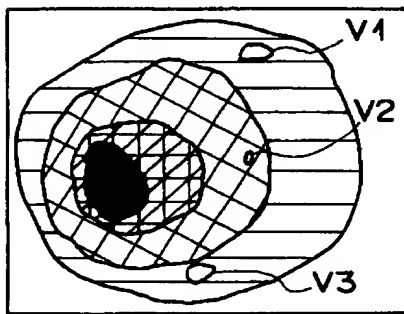
【図 7】

-1	-1	-1
-1	8	-1
-1	-1	-1

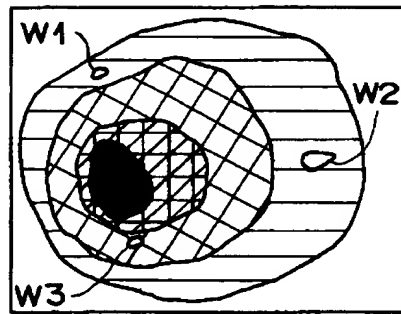
【図 8】



【図 9】

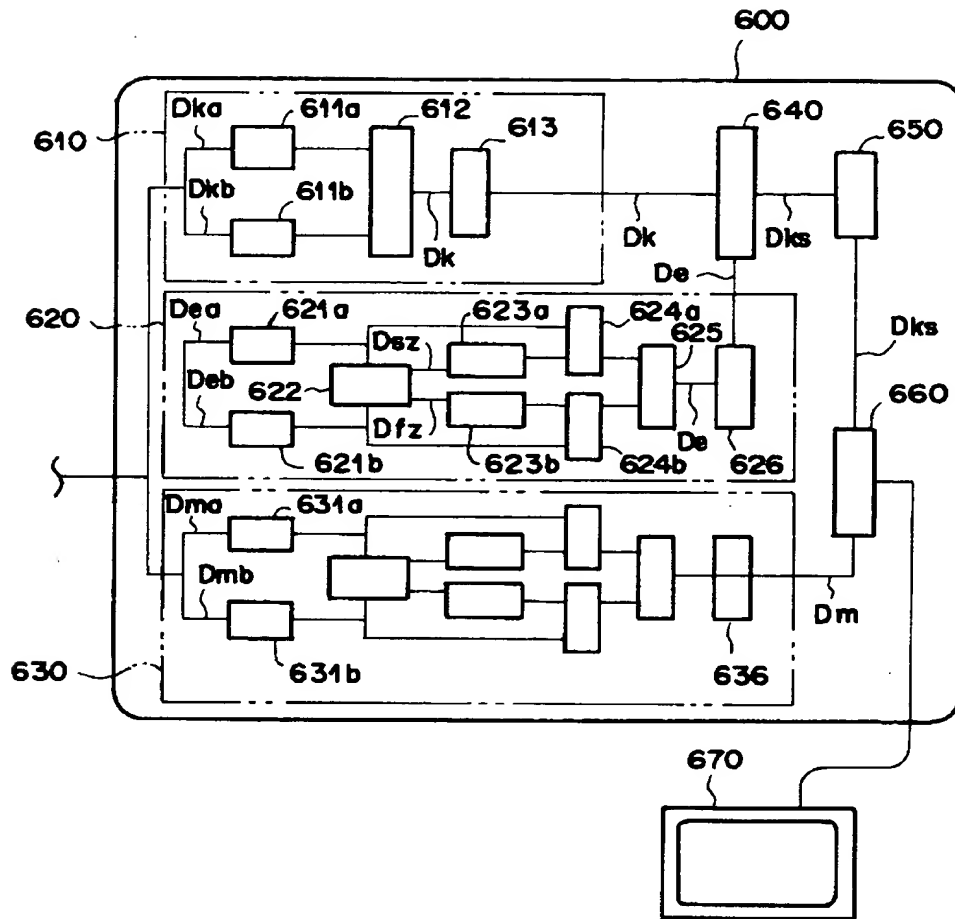


(a)

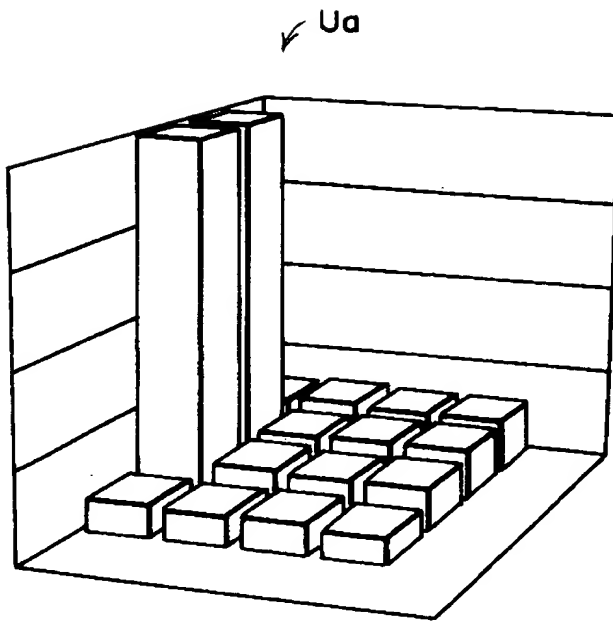


(b)

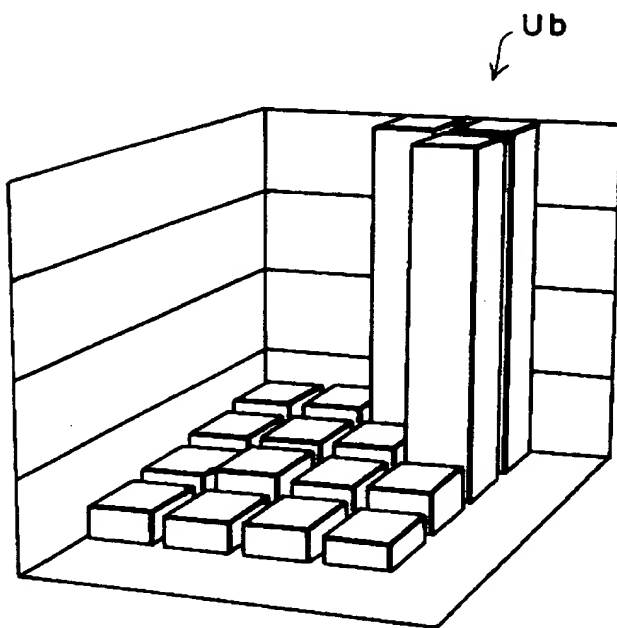
【図 1 0】



【図 11】

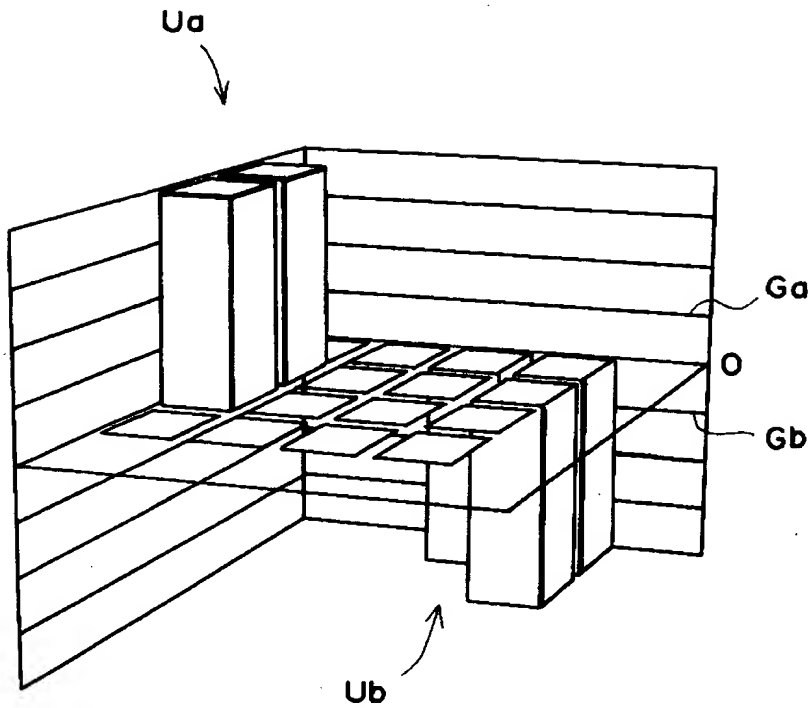


(a)

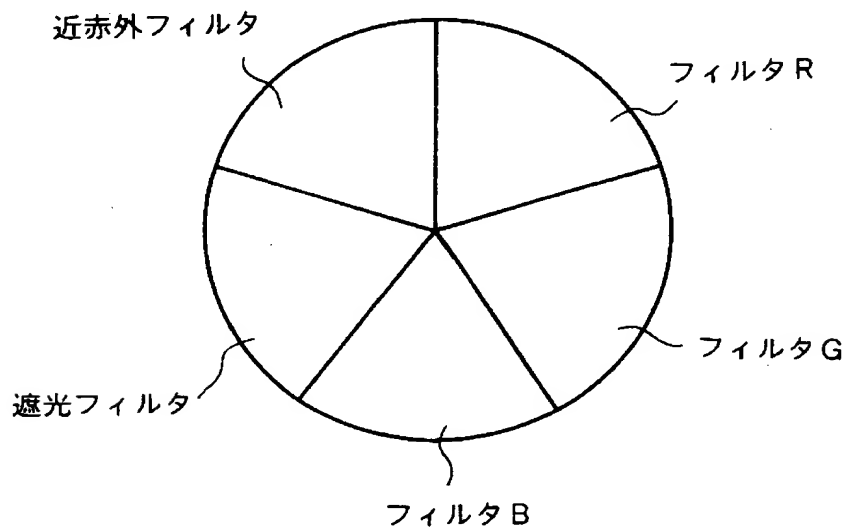


(b)

【図 1 2】



【図 1 3】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 内視鏡画像取得方法および装置において、光の照射により生体組織によって反射された正反射光の影響を正確に除去した画像を取得する。

【解決手段】 光源 1 0 0 から射出され内視鏡ユニット 2 0 0 を経由して伝搬された光の照射を受けた生体組織 1 によって反射された反射光を内視鏡ユニット 2 0 0 によって撮像し、さらに 2 次元画像データに変換して演算ユニット 4 0 0 に記憶し、演算ユニット 4 0 0 においてこの 2 次元画像データを演算して反射画像を取得するにあたり、前記 2 次元画像データにローパスフィルタ処理を施して反射画像を取得する。

【選択図】 図 1

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2000-041777
受付番号	50000189671
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成12年 2月25日

<認定情報・付加情報>

【提出日】	平成12年 2月18日
【特許出願人】	
【識別番号】	000005201
【住所又は居所】	神奈川県南足柄市中沼 210番地
【氏名又は名称】	富士写真フイルム株式会社
【代理人】	申請人
【識別番号】	100073184
【住所又は居所】	神奈川県横浜市港北区新横浜 3-18-20 B E N E X S-1 7階 柳田国際特許事務所
【氏名又は名称】	柳田 征史
【選任した代理人】	
【識別番号】	100090468
【住所又は居所】	神奈川県横浜市港北区新横浜 3-18-20 B E N E X S-1 7階 柳田国際特許事務所
【氏名又は名称】	佐久間 剛

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000005201]

1. 変更年月日	1990年 8月14日
[変更理由]	新規登録
住 所	神奈川県南足柄市中沼210番地
氏 名	富士写真フイルム株式会社